

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-168518

(43)Date of publication of application : 30.06.1997

(51)Int.Cl.

A61B 5/0408

(21)Application number : 07-347520

(71)Applicant : CASIO COMPUT CO LTD

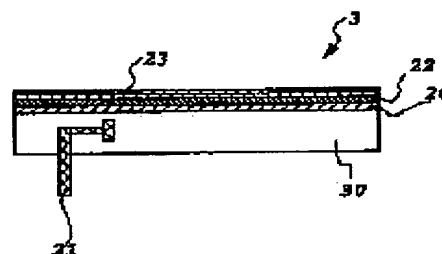
(22)Date of filing : 18.12.1995

(72)Inventor : SASAKI TAKESHI

(54) ELECTRODE FOR ORGANISM SIGNAL DETECTION**(57)Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an electrode with an improved organism signal detection function and without lowering the detection function even if used for a long period, by forming a coated layer containing silver and/or silver chloride on the surface of an electrode main body comprising a conductive resin member.

SOLUTION: When a main body 30 of this electrode for organism signal detection is formed, a metallic terminal 21 to guide an organism signal outside is formed by inserting. After that, a coating material containing Ag and/or AgCl is applied into thickness of about 20 μ m or thinner on a skin layer 20 by silk screen printing technique to form a coating film layer 22. Raw materials to constitute the electrode main body 30 are added to the coating materials to constitute the coating film layer 22 to impart the affinity to the electrode main body 30 and stirred to be mixed uniformly. Then a top coating layer 23 is formed on the coating layer 22. The thickness of the top coating layer must be about 20 μ m or thinner. Consequently, the affinity of the electrode main body with an organism is improved by Ag and/or AgCl contained in the coating layer 22 and taking an organism signal out to the electrode main body 30 is made easier.

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination] 15.11.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 08.06.2004

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The electrode for biomedical signal detection characterized by coming to have the body of an electrode which consists of a conductive resin member, and a coat containing Ag (silver) and/or AgCl (silver chloride) which were applied to the front face of this body of an electrode.

[Claim 2] The electrode for biomedical signal detection characterized by coming to have the body of an electrode which consists of a conductive resin member, a coat containing Ag (silver) and/or AgCl (silver chloride) which were applied to the front face of this body of an electrode, and the topcoat layer formed in the front face of this coat.

[Claim 3] The electrode for biomedical signal detection characterized by coming to have a contact-carrying member layer containing the body of an electrode which consists of a conductive resin member which made the conductive matter contain inside a resin ingredient, and Ag (silver) and/or AgCl (silver chloride) which were applied to the front face of this body of an electrode, and the above-mentioned resin ingredient.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention is used for biomedical signal detection equipments, such as an electrocardiograph, and relates to the suitable electrode for biomedical signal detection.

[0002]

[Description of the Prior Art] As an electrode for biomedical signal detection currently used in the current commercial scene, the metaled thing and the thing which is using the rubber electrode exist. Since a metal electrode is accompanied by degradation of a metal, it is almost the case which is carrying out plating processing of the gold on the front face. However, peeling arose with time with use in the plating side, metaled natural complexion was exposed, degradation of an electrode surface arose, and there was a problem that the ability to detect of a biomedical signal declined. The rubber electrode which made carbon contain is produced commercially as what has improved this. Such a rubber electrode has the property which was [give / a soft feel gentle to the body] excellent, and is making the current mainstream.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, in such a rubber electrode, in order to apply heat by that forming cycle, a thin skin will be formed in a surface layer at the time of shaping, and the operation whose skin of this bars detection of a biomedical signal is carried out. Although this skin could be taken gradually and became detectable [a biomedical signal] when the product was used, it had the problem which should be solved that detection of a biomedical signal was difficult, in the quite long period in early stages of a product. Moreover, that quality of the material was exposed to hydrolysis, and it was easy to deteriorate by use with time in this rubber electrode, and it also had the fault which the fall of a detection function produces with time by that cause. This invention was made in view of the above-mentioned conventional trouble, and the technical problem is to offer the electrode for biomedical signal detection to which the detection function of a biomedical signal does not fall by prolonged use, either while raising the detection function of a biomedical signal.

[0004]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, the electrode for biomedical signal detection of claim 1 of this invention is characterized by having the body of an electrode which consists of a conductive resin member, and a coat containing Ag (silver) and/or AgCl (silver chloride) which were applied to the front face of this body of an electrode.

[0005] Moreover, the electrode for biomedical signal detection of claim 2 of this invention carries out the description of having had the body of an electrode which consists of a conductive resin member, the coat containing Ag (silver) and/or AgCl (silver chloride) which were applied to the front face of this body of an electrode, and the topcoat layer formed in the front face of this coat.

[0006] Furthermore, the electrode for biomedical signal detection of claim 3 of this invention is characterized by having a contact-carrying member layer containing the body of an electrode which consists of a conductive resin member which made the conductive matter contain inside a resin ingredient, and Ag (silver) and/or AgCl (silver chloride) which were applied to the front face of this body of an electrode, and the above-mentioned resin ingredient.

[0007] Although it was most which had 1K or more ohms of contact resistance values through the contact surface also at the lowest in the conventional electrode, in the electrode of this invention, it can lower to the base of 100ohms, and the level of 1/10. Moreover, when Ag and AgCl contained, it became possible to derive easily, without a feeble biomedical signal deteriorating from a living body. Therefore, the small pocket mold electrocardiograph with which commercial production was said to be difficult is realizable conventionally.

[0008]

[Embodiment of the Invention] The gestalt of the operation which applied the electrode for biomedical signal detection concerning this invention to the electrocardiograph hereafter is explained with reference to a drawing. Drawing 1 is the side elevation showing the appearance configuration in the folding condition at the time of carrying of the electrocardiograph which applied the electrode for biomedical signal detection concerning this invention, and drawing 2 is the top view of this electrocardiograph. Moreover, drawing 3 is the bottom view of this electrocardiograph, drawing 4 is the top view showing the appearance configuration in the expansion condition at the time of use of this electrocardiograph, and drawing 5 is the bottom view of the electrocardiograph in this expansion condition. As for an electrocardiograph, an appearance is constituted by the body section 1 and the arm section 2 in

drawing 1 thru/or drawing 5 . The body section 1 is fabricated by the thin flat rectangular parallelepiped configuration, and the arm section 2 is in the condition that the end section (left end section) was connected with the above-mentioned body section 1, and it is turned up by top-face 1a of the body section 1 at the time of intact. [0009] While the 1st measuring electrode 3 and 3 is arranged, the display 4 which displays stored data, such as measured electrocardio data, and time of day, the telephone number, on the inferior-surface-of-tongue 1b side of the top-face 1a and the opposite side where the arm section 2 is turned up is arranged in the both-sides side by the side of the long picture of the above-mentioned body section 1. The 1st measuring electrode 3 of the above is an electrode which applies suitably the electrode for biomedical signal detection concerning this invention, as mentioned later. Installation of the arm section 2 to the above-mentioned body section 1 While cutting and lacking the end section of the body section 1 in one half and forming radii-like piece of hinge 1c The end section of the corresponding arm section 2 is similarly cut and lacked in one half, piece of hinge 2c is formed, and it is carried out by making a spring pin 5 insert in in the condition of having made these pieces 1c and 2c of a hinge adjoining (refer to drawing 1 , drawing 2 , and drawing 3). Thereby, the arm section 2 rotates focusing on a spring pin 5 to the body section 1, it will be in an expansion condition from the condition to fold up, and measurement of electrocardio will be performed in the state of expansion.

[0010] As shown in drawing 4 which is an expansion state diagram, the 2nd measuring electrode 6 for measuring electrocardio is arranged in the above-mentioned arm section 2. This 2nd measuring electrode 6 is arranged at the point side of the arm section 2, and measurement of electrocardio is performed by pressing this measuring electrode 6 against a thorax. The 2nd measuring electrode 6 has had and projected predetermined height from the arm section 2, and contacts well by the thorax. As an electrode member of this 2nd measuring electrode 6, in order to ease a feeling of contact to the skin, the conductive rubber which has the elasticity of kadaya gum etc. is used. Moreover, as shown in drawing 4 , the crevice 7 is formed in top-face 1a of the body section 1 which countered the 2nd measuring electrode 6 of the above, and when the arm section 2 is folded up, the 2nd measuring electrode 6 is contained by the above-mentioned crevice 7. Thereby, at the time of un-using it, the 2nd measuring electrode 6 is not damaged, in order not to interfere with other members, while being able to perform exact measurement, since it does not expose outside and dust does not adhere.

[0011] The tip of the arm section 2 in which the 2nd measuring electrode 6 of the above is arranged is fabricated in the shape of radii, in order to make a smooth plug possible also when inserting the arm section 2 in clothes at the time of measurement as shown in drawing 4 and drawing 5 . Moreover, the display 4 is arranged at inferior-surface-of-tongue 1b of the body section 1 so that an indicative data can be seen at the time of measurement, and it may be located in the field and the opposite side in which the 2nd measuring electrode 6 was arranged (see drawing 3 and drawing 5). As shown in drawing 2 and drawing 5 , the loudspeaker alarm sound hole 8 which notifies of measurement termination during measurement to a sound is arranged in the 2nd measuring electrode 6 of the above, and the opposite side. If it is used in addition to the above-mentioned purpose, hitting against the telephone transmitter of telephone, this loudspeaker alarm sound hole 8 can be used in order to transmit the electrocardio signal (electrocardio data point) measured before that to the medical-examination equipment arranged in the hospital as an acoustic signal through the telephone line. Moreover, the photo coupler equipped with a photo transistor and light emitting diode etc. is used, and the communications department 9 prepared near the loudspeaker alarm sound hole 8 equips with an electrocardiograph the medical-examination equipment arranged in the hospital, and sends out an electrocardio signal [finishing / measurement] to this equipment directly. Thus, in a hospital, a patient's condition can be grasped now with the electrocardio signal (electrocardio data point) received the telephone line or directly.

[0012] Moreover, as shown in drawing 1 thru/or drawing 5 , the 1st switch 11 is arranged and ON of ON of electrocardio measurement, OFF, and the communication link by the communications department 9 and OFF are switched to the side face by the side of the other end of the body section 1 with this switch 11. Moreover, the 2nd switch 12 and 3rd switch 13 are arranged on the inferior surface of tongue of the body section 1, perform the switch to the telephone number display or the communicate mode which is time-of-day-corrected and is stored etc., or set up a measurement part. In addition, the light emitting diode which is not illustrated [which displays that it is under measurement by luminescence on an adjoining location with the 1st switch 11] is arranged. Moreover, in one side face by the side of the long picture of the body section 1, for charge, the electrode jack 15 connected to a source power supply is arranged, and the cell lid 16 for taking a cell in and out is arranged at top-face 1a of the body section 1. Furthermore, the switch lid 17 which protects the internal switch (illustration abbreviation) formed in the interior of the body section 1 is arranged on the inferior surface of tongue of the body section 1.

[0013] Drawing 6 shows the suitable example of a configuration of the electrode for biomedical signal detection of this invention applied to the 1st measuring electrode 3 of the electrocardiograph of the above-mentioned configuration. 30 show the body of the 1st measuring electrode 3 of the above among drawing. This body 30 of an electrode is a member which is formed by the member containing carbon and is generally called the rubber electrode. At the time of shaping of this body 30 of an electrode, a skin 20 will be formed in that front face as mentioned above. This skin 20 is an impurity layer 20 micrometers or less which the impurity in rubber and carbon separated and formed, and has the operation which bars derivation of a biomedical signal.

[0014] The conventional electrode for biomedical signal detection was a thing which comes to connect the metal terminal 21 with the body 30 of an electrode with which the skin 20 was formed in this way at an insertion condition. Therefore, when the electrode of such a configuration was used for an electrocardiograph, the problem which influences the accuracy of measurement of the baseline of an electrocardiogram which cannot measure an

electrocardiogram being shaken arose, and these problems were not solved until it wore skin 20 out by use with the passage of time and it was removed.

[0015] So, in this invention, first, when fabricating the body 30 of an electrode, the metal terminal 21 for deriving a biomedical signal outside is inserted to coincidence, and is fabricated, after that, on the above-mentioned skin 20, the coating containing Ag and/or AgCl is applied to the thickness of 20 micrometers or less using the process of silk printing, and a coat 22 is formed. In addition, the above-mentioned metal terminal 21 uses what usually carried out metal plating to SUS material.

[0016] The affinity of the body 30 of an electrode and a living body becomes good by Ag and/or AgCl which are contained in the above-mentioned coat 22, and derivation of the biomedical signal to the body 30 of an electrode becomes easy. However, as a coating which constitutes this coat 22, in the usual coatings containing Ag and/or AgCl, there is no compatibility with the body 30 of an electrode which is a base, after paint film formation, exfoliation occurs and the endurance of a coat 22 is kept as a very scarce thing. Therefore, in order to take out compatibility with the body 30 of an electrode, the raw material ingredient which constitutes this body 30 of an electrode is added and stirred in the coatings which constitute this coat 22, and homogeneity is made to mix in them in the invention in this application. In addition, it will be satisfactory if it is the matter which contains the carbon with which the property resembled the body 30 of an electrode closely as the above-mentioned raw material ingredient, for example, matter, such as urethane resin and a polycarbonate.

[0017] And in order to raise the endurance of secular change of an electrode 3 further, the topcoat layer 23 is formed on the above-mentioned coat 22. By this, an electrode 3 is completed. if the thickness of the above-mentioned topcoat layer 23 is 20 micrometers or less — the ion from a living body — trouble is not caused to electric derivation. Formation of this topcoat layer 23 can wash an electrode now easily.

[0018] Drawing 7 shows the formation pattern of the above-mentioned coat 22, and (a) is the example which left the periphery edge of the body 30 of an electrode, and formed the coat 22 in the whole front face. However, since this coating contains Ag, it is not cheap, therefore to lessen coverage as much as possible is desired, without bringing about performance degradation. Therefore, the considered paint film pattern was shown in (b), (c), and (d). The paint film pattern of (b) is a grid pattern, and the black line of drawing is a coating part. The paint film pattern of (c) is a pattern of a stitch, and a white line in this case is a coating part. The paint film pattern of (d) is an island-like pattern, and a white part is a paint film part.

[0019] Drawing 8 shows the gestalt of the operation which established two or more crevices 24 in the front face of the body 30 of an electrode. an electrode terminal 21 and the body 30 of an electrode — the inside of shaping metal mold — inserting — fabricating — the front face of the body 30 of an electrode — if it puts in another way, two or more crevices 24 will be formed in the front face of a skin 20. It continues, the above-mentioned coating is applied by the methods of application, such as silk printing, at the following process shown in drawing 9, and a coat 22 is formed. And the topcoat layer 23 is formed on the above-mentioned coat 22 by the final process shown in drawing 10, and it becomes completion of an electrode 3.

[0020] In the above-mentioned configuration, although two or more crevices 24 were formed in the front face of the body 30 of an electrode, irregularity may be formed by the pattern as shown in drawing 13, drawing 14, and drawing 15. By producing a carve lump and a crimp to shaping metal mold, although this is possible, it may be formed by post processing, such as blasting, after shaping of the body 30 of an electrode.

[0021] Thus, by damaging the front face of the body 30 of an electrode, it can bite, a sex can be increased and the reinforcement through which a coat 22 passes body of electrode 30 and which is a coat 22 can be raised further. At drawing 9, although the coating was embedded only in the crevice 24, while embedding the coating in the crevice 24, the coating was applied to the whole front face, further, as shown in drawing 12, the topcoat layer 23 was applied to the whole front face, and reinforcement was raised with the configuration of drawing 11.

[0022] In drawing 16, the electrode 3 of the gestalt of this operation fabricates to one the contact-carrying member layer 25 which contained Ag and/or AgCl, and carbon on the body 30 of an electrode with which the gestalt of other operations is further shown and this invention contained carbon with 2 color forming technique. With this configuration, the process which carries out printing spreading of the coating containing Ag and/or AgCl in a back process can be skipped. If the principal component of the body 30 of an electrode and the principal component of the contact-carrying member layer 25 have a mutually similar property and a mutually similar property, it is satisfactory, even if it is satisfactory and is the same component. Therefore, manufacture of the electrode for biomedical signal detection is attained in the contact-carrying member layer 25 which has the property of the same plastics as the body 30 of an electrode which has the property of plastics.

[0023] In addition, although the topcoat layer was formed and the electrode was considered as completion with the gestalt of the above-mentioned implementation, especially the electrode of this invention is usable even if it does not prepare topcoat.

[0024]

[Effect of the Invention] Although it was most which had 1K or more ohms of contact resistance values through the contact surface also at the lowest in the conventional electrode, in the electrode of this invention, it has lowered to the base of 100ohms, and the level of 1/10. Moreover, when Ag and/or AgCl contained, it became possible to derive easily, without a feeble biomedical signal deteriorating from a living body. Therefore, the small pocket mold electrocardiograph of commercial production said to be difficult became possible conventionally.

[0025] In the conventional pocket mold electrocardiograph, although this was arrhythmia extent at most as a symptom of the heart disease which can be read with an electrocardiogram, it becomes able [the phenomenon of

vertical fluctuation of ST a delta rhythm, a tubercle, etc.] to derive faithfully by using the electrode of this invention as well as the P wave of an electrocardio wave, a QRS wave, and a T wave. The heart disease patient in being home measures the electrocardiogram in everyday life, a medical practitioner can get a patient's exact electrocardiogram by transmitting to a medical practitioner, thereby, in the conventional pocket mold electrocardiograph, the small pocket mold electrocardiograph of the impossible diagnosis which is equal to 12 induction electrocardiograph by this invention becomes possible, and instruction of a patient's everyday life of him is attained [a medical practitioner grasps a patient's heart disease condition, and]. Therefore, it becomes possible to mitigate the corporal burden of a patient called going to hospital regularly.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the side elevation showing the appearance configuration in the folding condition at the time of carrying of the electrocardiograph which applied the electrode for biomedical signal detection concerning this invention.

[Drawing 2] It is the top view of the electrocardiograph shown in drawing 1 .

[Drawing 3] It is the bottom view of the electrocardiograph shown in drawing 1 .

[Drawing 4] It is the top view showing the appearance configuration in the expansion condition at the time of use of the electrocardiograph shown in drawing 1 .

[Drawing 5] It is the bottom view of the electrocardiograph in the expansion condition of drawing 4 .

[Drawing 6] It is the side cross-section block diagram of 1 operation gestalt of the electrode for biomedical signal detection which applies to the electrocardiograph shown in drawing 1 , and is built over suitable this invention.

[Drawing 7] It is the top view showing the spreading pattern of the coat of the electrode shown in drawing 6 , and (a) is a complete spreading pattern and (d) is [(b) is a grid-like spreading pattern and / (c) is a stitch-like spreading pattern and] an island-like spreading pattern.

[Drawing 8] It is the sectional view of the electrode in which the production process of the electrode shown in drawing 6 is shown.

[Drawing 9] It is the sectional view of the electrode in which the production process of the electrode shown in drawing 6 is shown.

[Drawing 10] It is the sectional view of the electrode in which the production process of the electrode shown in drawing 6 is shown.

[Drawing 11] It is the side cross-section block diagram of other operation gestalten of the electrode for biomedical signal detection which applies to the electrocardiograph shown in drawing 1 , and is built over suitable this invention.

[Drawing 12] It is the sectional view of the electrode in which the production process of the electrode shown in drawing 11 is shown.

[Drawing 13] It is the top view showing the crevice formation pattern of the front face of an electrode body of the electrode of drawing 11 .

[Drawing 14] It is the top view showing the crevice formation pattern of the front face of an electrode body of the electrode of drawing 11 .

[Drawing 15] It is the top view showing the crevice formation pattern of the front face of an electrode body of the electrode of drawing 11 .

[Drawing 16] It is the side cross-section block diagram of the operation gestalt of further others of the electrode for biomedical signal detection which applies to the electrocardiograph shown in drawing 1 , and is built over suitable this invention.

[Description of Notations]

3 1st Measuring Electrode of Electrocardiograph (Electrode for Biomedical Signal Detection)

20 Skin of Front Face of Electrode Body

21 Metal Terminal

22 Coat

23 Topcoat Layer

24 Crevice

25 Contact-carrying Member Layer

30 Body of Electrode

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-168518

(43)公開日 平成9年(1997)6月30日

(51)Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/0408

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 5/04

技術表示箇所

3 0 0 C

審査請求 未請求 請求項の数 3 F D (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平7-347520

(22)出願日 平成7年(1995)12月18日

(71)出願人 000001443

カシオ計算機株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目6番1号

(72)発明者 佐々木 健

東京都羽村市栄町3丁目2番1号 カシオ

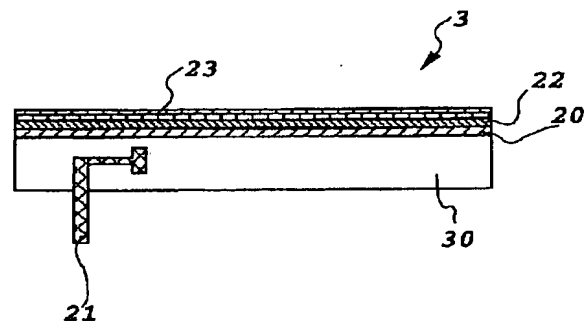
計算機株式会社羽村技術センター内

(54)【発明の名称】 生体信号検出用電極

(57)【要約】

【課題】 生体信号の検出機能を高めるとともに、長期間使用しても生体信号の検出機能が低下しない生体信号検出用電極を提供する。

【解決手段】 導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたA g (銀) および/またはA g C l (塩化銀)を含有する塗膜層とから少なくとも構成し、必要に応じて、上記塗膜層の表面にトップコート層を形成する。あるいは、樹脂材料内部に導電性物質を含有させた導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたA g (銀) および/またはA g C l (塩化銀)と上記樹脂材料とを含有する接触部材層とを備える。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたAg（銀）および／またはAgCl（塩化銀）を含有する塗膜層とを備えてなることを特徴とする生体信号検出用電極。

【請求項2】 導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたAg（銀）および／またはAgCl（塩化銀）を含有する塗膜層と、この塗膜層の表面に形成されたトップコート層とを備えてなることを特徴とする生体信号検出用電極。

【請求項3】 樹脂材料内部に導電性物質を含有させた導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたAg（銀）および／またはAgCl（塩化銀）と上記樹脂材料とを含有する接触部材層とを備えてなることを特徴とする生体信号検出用電極。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心電計などの生体信号検出装置に用いて好適な生体信号検出用電極に関するものである。

【0002】

【従来の技術】現在の市場で使用されている生体信号検出用電極としては、金属のものと、ゴム電極を使用しているものが存在している。金属製の電極は、金属の劣化を伴うために、表面に例えば金をメッキ処理しているものがほとんどである。しかし、メッキ面に使用に伴って経時的に剥がれが生じ、金属の地肌が露出し、電極面の劣化が生じ、生体信号の検出能力が低下するという問題があった。これを改善したものとして、カーボンを含むゴム電極が製品化されている。このようなゴム電極は、柔らかく人体に優しい感触を与える等の優れた特性を持っており、現在の主流をなしている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、このようなゴム電極においては、その成形工程で熱を加えるために、成形時に表面層に薄いスキン層が形成されてしまい、このスキン層が生体信号の検出を妨げる作用をする。このスキン層は、製品を使用していると徐々に取れて、生体信号の検出が可能となってくるものの、製品の初期のかなり長い期間において、生体信号の検出が難しいという解決すべき問題を抱えていた。また、このゴム電極には、経時的使用によって、その材質が加水分解に晒されて劣化しやすく、それにより経時的に検出機能の低下が生じる欠点もあった。本発明は上記従来の問題点を鑑みてなされたもので、その課題は、生体信号の検出機能を高めるとともに、長期間の使用によっても生体信号の検出機能が低下しない生体信号検出用電極を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため

2

に、本発明の請求項1の生体信号検出用電極は、導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたAg（銀）および／またはAgCl（塩化銀）を含有する塗膜層とを備えたことを特徴とするものである。

【0005】また、本発明の請求項2の生体信号検出用電極は、導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたAg（銀）および／またはAgCl（塩化銀）を含有する塗膜層と、この塗膜層の表面に形成されたトップコート層とを備えたことを特徴とするものである。

【0006】さらに、本発明の請求項3の生体信号検出用電極は、樹脂材料内部に導電性物質を含有させた導電性樹脂部材からなる電極本体と、この電極本体の表面に塗布されたAg（銀）および／またはAgCl（塩化銀）と上記樹脂材料とを含有する接触部材層とを備えたことを特徴とするものである。

【0007】従来の電極では、接触面を介しての接触抵抗値が最低でも1KΩ以上あったものがほとんどであったが、本発明の電極では、100Ω台と1/10のレベルに下げることができる。また、AgおよびAgClが含有されていることによって、生体から微弱な生体信号が劣化することなく容易に導出することが可能となった。したがって、従来、製品化が困難であるといわれていた小型の携帯型心電計が実現できる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、本発明にかかる生体信号検出用電極を心電計に適用した実施の形態を、図面を参照して説明する。図1は、本発明にかかる生体信号検出用電極を適用した心電計の携帯時の折り畳み状態における外觀構成を示す側面図であり、図2は、該心電計の平面図である。また、図3は、該心電計の底面図であり、図4は該心電計の使用時の展開状態における外觀構成を示す平面図であり、図5は該展開状態における心電計の底面図である。図1ないし図5において、心電計は、本体部1およびアーム部2により外形が構成される。本体部1は、薄く扁平な直方体形状に成形されており、アーム部2は、上記本体部1に一端部（左端部）が連結された状態で、未使用時は本体部1の上面1aに折り重ねられている。

【0009】上記本体部1の長尺側の両側面には、第1の測定電極3、3が配設されているとともに、アーム部2が折り重ねられている上面1aと反対側の下面1b側には、測定した心電データや時刻、電話番号などの記憶データを表示する表示部4が配設されている。上記第1の測定電極3が、後述するように、本発明にかかる生体信号検出用電極を好適に適用する電極である。上記本体部1に対するアーム部2の取り付けは、本体部1の一端部を半分に切り欠いて円弧状のヒンジ片1cを形成するとともに、対応するアーム部2の一端部を同様に半分に

切り欠いてヒンジ片2cを形成し、これらのヒンジ片1c、2cを隣接させた状態で、スプリングピン5を挿通させることにより行われる(図1、図2、図3参照)。これにより、アーム部2は、本体部1に対して、スプリングピン5を中心に回転して、折り畳む状態から展開状態となり、展開状態で心電の測定が行われる。

【0010】上記アーム部2には、展開状態図である図4に示すように、心電の測定を行うための第2の測定電極6が配設されている。該第2の測定電極6は、アーム部2の先端部側に配置されており、該測定電極6を胸部に押し当てることにより心電の測定が行われる。第2の測定電極6は、アーム部2から所定の高さを有して突出しており、胸部により良く接触するようになっている。この第2の測定電極6の電極部材としては、皮膚への接触感を緩和するために、カラヤゴムなどの弾性を有する導電性ゴムが使用されている。また、上記第2の測定電極6に対向した本体部1の上面1aには、図4に示すように、凹部7が形成されており、アーム部2を折り畳んだ際には、第2の測定電極6は上記凹部7に収納される。これにより、不使用時には、第2の測定電極6は、外部に露出することがなく、埃が付着しないため、正確な測定ができるとともに、他の部材と干渉することがないため、破損することもない。

【0011】上記第2の測定電極6が配設されているアーム部2の先端は、図4および図5に示すように、測定時にアーム部2を衣服に差し込む場合にも、円滑な差し込みを可能にするために、円弧状に成形されている。また、表示部4は、測定時に表示データを見ることができるよう、第2の測定電極6が配設された面と反対側に位置するように、本体部1の下面1bに配置されている(図3および図5を参照)。上記第2の測定電極6と反対側には、図2および図5に示すように、測定中あるいは測定終了を音で告知するスピーカ報音孔8が配設されている。該スピーカ報音孔8は、上記目的以外に、電話機の送話器に当てて使用すれば、その前に測定しておいた心電信(心電波形データ)を電話回線を介して、音響信号として、病院に配置されている診療装置などに送信するために用いることができる。また、スピーカ報音孔8の近傍に設けられている通信部9は、ホトトランジスタおよび発光ダイオードを備えたフォトカップなどが使用されており、病院に配置されている診療装置などに心電計を装着して、測定済みの心電信を同装置に直接送出する。このように、病院では、電話回線もしくは直接受信した心電信(心電波形データ)により、患者の状態を把握することができるようになっている。

【0012】また、図1ないし図5に示すように、本体部1の他端側の側面には、第1のスイッチ11が配置されており、このスイッチ11によって心電測定のON、OFFおよび通信部9による通信のON、OFFを切り換える。また、第2のスイッチ12および第3のスイ

チ13は、本体部1の下面に配置されており、時刻修正、格納されている電話番号表示あるいは通信モードへの切り換え等を行ったり、測定部位の設定を行う。なお、第1のスイッチ11との隣接位置には、発光により測定中であることを表示する不図示の発光ダイオードが配置されている。また、本体部1の長尺側の一側面には、充電のため、商用電源に接続される電極ジャック15が配置されており、本体部1の上面1aには、電池を出し入れするための電池蓋16が配置されている。さらに、本体部1の下面には、本体部1の内部に設けた内部スイッチ(図示略)を保護するスイッチ蓋17が配置されている。

【0013】図6は、上記構成の心電計の第1の測定電極3に適用した本発明の生体信号検出用電極の好適な構成例を示すものである。図中、30は、上記第1の測定電極3の本体を示すものである。この電極本体30はカーボンを含む部材で形成されており、一般にゴム電極と呼称されている部材である。この電極本体30の成形時には、前述のように、その表面にスキン層20が形成されてしまう。このスキン層20は、ゴムとカーボン中の不純物が遊離して形成した20μm以下の不純物層であり、生体信号の導出を妨げる作用を持っている。

【0014】従来の生体信号検出用電極は、このようにスキン層20が形成された電極本体30に金属端子21を挿入状態に接続してなるものであった。したがって、このような構成の電極を、例えば、心電計に用いた場合に、心電図が測定できない、心電図の基線が動揺する、などの測定精度に影響する問題が生じ、これら問題はスキン層20が経時使用により磨耗して除去されるまで解消されなかった。

【0015】そこで、本発明では、まず、外部に生体信号を導出するための金属端子21を電極本体30を成形するときに同時にインサートして成形し、その後、上記スキン層20上にシルク印刷の製法を用いて、Agおよび/またはAgClを含む塗料を20μm以下の厚みに塗布して塗膜層22を形成する。なお、上記金属端子21は通常SUS材に金属メッキしたものをを用いる。

【0016】上記塗膜層22に含有されるAgおよび/またはAgClにより電極本体30と生体との相性がよくなり、電極本体30への生体信号の導出が容易になる。しかし、この塗膜層22を構成する塗料として、Agおよび/またはAgClを含む通常の塗料では、基体である電極本体30との親和性がなく、塗膜形成後に、剥離が発生してしまい、塗膜層22の耐久性を極めて乏しいものとしてしまう。したがって、本願発明では、この塗膜層22を構成する塗料には、電極本体30との親和性を出すために該電極本体30を構成する原料材料を添加し、攪拌して、均一に混入させる。なお、上記原料材料としては、電極本体30と性質の似通ったカーボンを含有する物質、例えば、ウレタン樹脂やポリカ

ーボネートなどの物質であれば、問題はない。

【0017】そして、さらに電極3の経年変化の耐久性を向上させるために、上記塗膜層22の上にトップコート層23を形成する。これによって、電極3が完成となる。上記トップコート層23の厚みは、 $20\mu\text{m}$ 以下であれば、生体からのイオン電動の導出には支障を来すことがない。このトップコート層23の形成によって、電極の洗浄を容易に行うことができるようになる。

【0018】図7は、上記塗膜層22の形成パターンを示すもので、(a)は電極本体30の外周縁を残して表面全体に塗膜層22を形成した例である。しかし、この塗料はAgを含有するので、安価なものでなく、そのため、性能の低下をもたらすことなく、できるだけ塗布量を少なくすることが望まれる。そのために考えられた塗膜パターンを(b)(c)(d)に示した。(b)の塗膜パターンは、格子パターンであり、図の黒い線が塗料部分である。(c)の塗膜パターンは、編み目のパターンであり、この場合は白い線が塗料部分である。(d)の塗膜パターンは、島状パターンであり、白い部分が塗膜部分である。

【0019】図8は電極本体30の表面に複数の凹部24を設けた実施の形態を示すものである。電極端子21と電極本体30を成形金型内にインサートして成形して、電極本体30の表面、換言すればスキン層20の表面に複数の凹部24を形成する。つづいて、図9に示す次の工程で上記塗料をシルク印刷などの塗布方法により塗布して塗膜層22を形成する。そして、図10に示す最終工程でトップコート層23を上記塗膜層22上の形成して、電極3の完成となる。

【0020】上記構成では、電極本体30の表面に複数の凹部24を形成したが、図13、図14、図15に示すようなパターンで凹凸を形成しても良い。これは、成形金型に彫り込みやシボを作製することで可能であるが、電極本体30の成形後に、ブラストなどの後加工により形成しても良い。

【0021】このように、電極本体30の表面を荒らすことにより、塗膜層22の電極本体30への食いつき性を増大させ、塗膜層22の強度をさらに向上させることができる。図9では、凹部24にのみ塗料を埋め込んだが、図11の構成では、塗料を凹部24に埋め込むと同時に表面全体に塗料を塗布し、さらに、図12に示すように、表面全体にトップコート層23を塗布して強度を上げた。

【0022】図16は、本発明のさらに他の実施の形態を示すもので、この実施の形態の電極3は、カーボンを含有了電極本体30上に、Agおよび/またはAgClとカーボンとを含有了接触部材層25を2色成形技術により一体に成形したものである。この構成では、後工程でのAgおよび/またはAgClを含有了塗料を印刷塗布する工程を省略することができる。電極本体3

0の主成分と接触部材層25の主成分は、互いに類似した特性と性質を有するものであれば、問題はないし、同一成分であっても問題ない。したがって、プラスチックの性質を有する電極本体30に同様なプラスチックの性質を有する接触部材層25で生体信号検出用電極が製造可能となる。

【0023】なお、上記実施の形態では、トップコート層を形成して電極を完成としたが、本発明の電極は、特にトップコートを設けなくても実用可能である。

【0024】

【発明の効果】従来の電極では、接触面を介しての接触抵抗値が最低でも $1\text{K}\Omega$ 以上あったものがほとんどであったが、本発明の電極では、 100Ω 台と $1/10$ のレベルに下げることができている。また、Agおよび/またはAgClが含有されていることによって、生体から微弱な生体信号が劣化することなく容易に導出することが可能となった。したがって、従来、製品化が困難であるといわれていた小型の携帯型心電計が可能となった。

【0025】これは従来の携帯型心電計では、心電図で読みとれる心疾患の症状としてせいぜい不整脈程度であったが、本発明の電極を用いることによって、心電波形のP波、QRS波、T波はもちろん、STの上下変動や、デルタ波や結節等の現象が忠実に導出することが可能となる。従来の携帯型心電計では不可能であった診断が本発明により12誘導心電計に匹敵する小型の携帯型心電計が可能となり、在宅での心疾患患者が日常生活での心電図を計測して、医師に送信することで、医師は患者の正確な心電図を得ることができ、これにより医師は患者の心疾患状態を把握して、患者の日常生活を指導可能となる。したがって、通院という患者の肉体的な負担を軽減することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明にかかる生体信号検出用電極を適用した心電計の携帯時の折り畳み状態における外觀構成を示す側面図である。

【図2】図1に示した心電計の平面図である。

【図3】図1に示した心電計の底面図である。

【図4】図1に示した心電計の使用時の展開状態における外觀構成を示す平面図である。

【図5】図4の展開状態における心電計の底面図である。

【図6】図1に示した心電計に適用して好適な本発明に係る生体信号検出用電極の1実施形態の側断面構成図である。

【図7】図6に示した電極の塗膜層の塗布パターンを示す平面図であり、(a)は全面塗布パターンであり、(b)は格子状塗布パターンであり、(c)は編み目状塗布パターンであり、(d)は島状塗布パターンである。

【図8】図6に示した電極の製造工程を示す電極の断面

図である。

【図9】図6に示した電極の製造工程を示す電極の断面図である。

【図10】図6に示した電極の製造工程を示す電極の断面図である。

【図11】図1に示した心電計に適用して好適な本発明に係る生体信号検出用電極の他の実施形態の側断面構成図である。

【図12】図11に示した電極の製造工程を示す電極の断面図である。

【図13】図11の電極の電極本体表面の凹部形成パターンを示す平面図である。

【図14】図11の電極の電極本体表面の凹部形成パターンを示す平面図である。

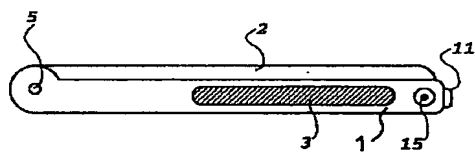
*【図15】図11の電極の電極本体表面の凹部形成パターンを示す平面図である。

【図16】図1に示した心電計に適用して好適な本発明に係る生体信号検出用電極のさらに他の実施形態の側断面構成図である。

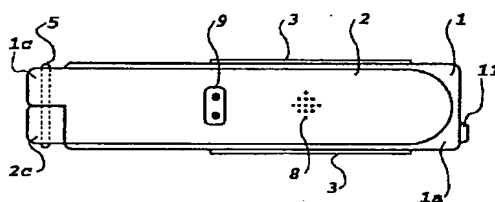
【符号の説明】

- 3 心電計の第1の測定電極（生体信号検出用電極）
- 20 電極本体表面のスキン層
- 21 金属端子
- 22 塗膜層
- 23 トップコート層
- 24 凹部
- 25 接触部材層
- * 30 電極本体

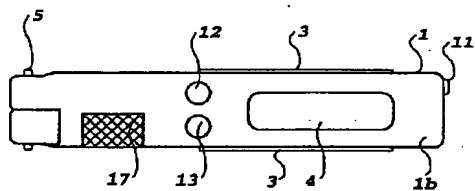
【図1】



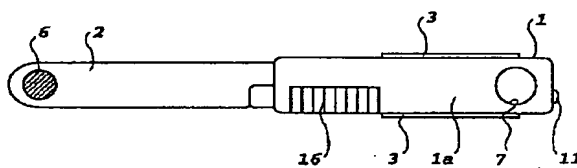
【図2】



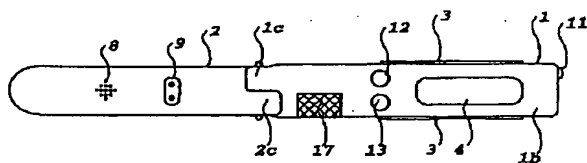
【図3】



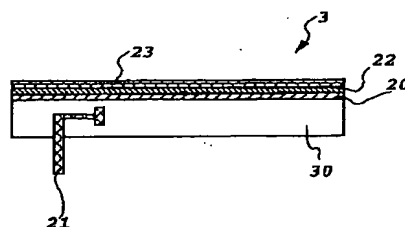
【図4】



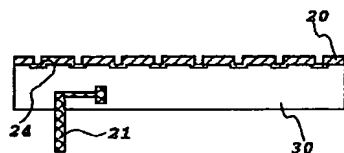
【図5】



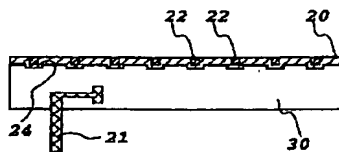
【図6】



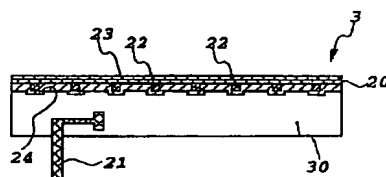
【図8】



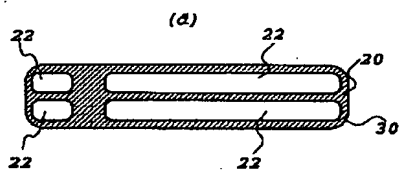
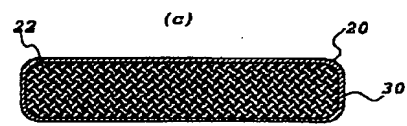
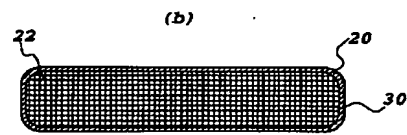
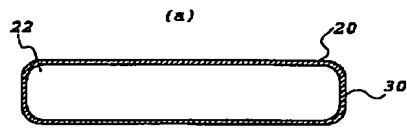
【図9】



【図10】



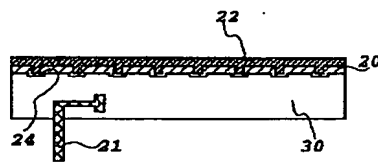
【図7】



【図13】



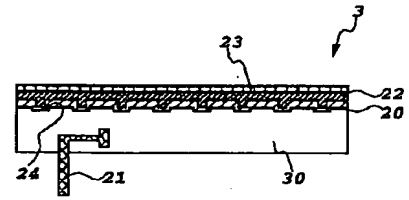
【図11】



【図14】



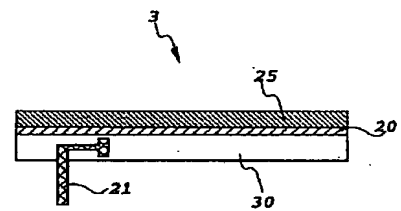
【図12】



【図15】



【図16】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.